



**ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE**

---

**FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ**

**Katedra biomedicínské techniky**

## **Vplyv použitého katétra na prenášaný tlakový signál**

## **Influence of catheter for transferring pressure signal**

Bakalárska práca

Študijní program: Biomedicínska a klinická technika

Študijní obor: Biomedicínsky technik

Autor bakalárskej práce: Dominika Sedlačková

Vedúci bakalárskej práce: Ing. Petr Kudrna, Ph.D

---

**Kladno 2017**

Katedra biomedicínské techniky

Akademický rok: 2016/2017

## Z a d á n í   b a k a l á ř s k é   p r á c e

Student: **Dominika Sedlačková**  
Obor: Biomedicínský technik  
Téma: **Vliv použitého katétru na přenášený tlakový signál**  
Téma anglicky: Influence of catheter for transferring pressure signal


### Z á s a d y   p r o   v y p r a c o v á n í :

Analyzujte chování katétrů používaných v klinické praxi pro měření tlakových veličin. Navrhněte a realizujte pilotní experiment za účelem stanovení přenosových charakteristik katétrů pro různá média - vzduch a voda. Určete míru vlivu vzdálenosti senzoru vůči zdroji tlakového signálu na amplitudu a zpoždění měřeného signálu. Ze získaných výsledků stanovte doporučení pro klinickou praxi.

### Seznam odborné literatury:

- [1] Roubík, K., Krejzl, J., Zábrodský, V, Real Time Monitoring and Evaluation System for High Frequency Ventilation, ed. 1, Proceedings of the 8th International IMEKO Conference on Measurement in Clinical Medicine, 1998, 19-22 s., ISBN 953-6037-26-2
- [2] John G. Webster, Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation, ed. 6, Wiley, 2006, ISBN 978-0-471-26358-6
- [3] Pavel Dostál a kol., Základy umělé plicní ventilace, ed. 2. rozšířené vydání, Maxdorf, 2005, 304 s., ISBN 80-7345-059-3

Zadání platné do: 11.09.2018  
Vedoucí: Ing. Petr Kudrna, Ph.D.  
Konzultant: Ing. Petr Kudrna, Ph.D.

  
vedoucí katedry / pracoviště

  
děkan

V Kladně dne 11.05.2017

## **PREHLÁSENIE**

Prehlasujem, že som bakalársku prácu s názvom Vplyv použitého katétra na prenášaný tlakový signál, vypracovala sama a použila som k tomu pramene, ktoré uvádzam v zozname použitej literatúry.

Nemám závažný dôvod proti použitiu tohoto školského diela v zmysle §60 Zákona č.121/2000 Sb., o práve autorskom, o právach súvisiacich a právom autorským a o zmene niektorých zákonov (autorský zákon).

V Kladne 9. 5 .2017

.....

Dominika Sedlačková

## **POĎAKOVANIE**

Rada by som poďakovala vedúcemu mojej práce Ing. Petrovi Kudrnovi, Ph.D. za pomoc a podporu pri práci na vypracovaní bakalárskej práce.

## **ABSTRAKT**

### **Vplyv použitého katétra na prenášaný tlakový signál**

Cieľom bakalárskej práce bolo navrhnuť a zrealizovať experiment na meranie časového posunu a zmeny amplitúdy pri prenose tlakového signálu katétrom. Toto meranie bolo uskutočnené v závislosti na dĺžke a materiáli katétra. Výsledky merania potvrdili hypotézu, že s dĺžkou katétra sa signálu značne neznižuje amplitúda, ale že dôjde k výraznejšiemu časovému posunu, naopak poddajnosť steny katétra ovplyvňuje najmä hodnotu meraného tlaku. Záverom pre klinickú prax je odporúčanie, že na invazívne meranie krvného tlaku je nutné používať katétre na to určené. Lekár musí brať do úvahy vznikajúci časový posun pri meraniach, ktoré predchádzajú správne načasovaniu ďalších prístrojov či pomôcok, a ideálne použiť na to čo najkratší katéter.

### **Kľúčové slová**

krvný tlak, invazívne meranie, presnosť, katéter

## **ABSTRACT**

### **Influence of catheter for transferring pressure signal**

The goal of the bachelor thesis was to design and implement an experiment to measure the time shift and change of amplitude in the transmission of the pressure signal by catheter. This measurement depended on the length and material of the catheter. The measurement results confirmed the hypothesis that the length of the catheter does not greatly reduce the amplitude, but that there is a significant time shift, while the catheter wall compliance affects in particular the value of the measured pressure. The conclusion for clinical practice is the recommendation that invasive blood pressure measurement requires the use of dedicated catheters. The physician must take into account the time shift in the measurements that precede the correct timing of other devices, and ideally use the shortest catheter.

### **Keywords**

blood pressure, invasive measurement, accuracy, catheter

# Obsah

<b>Zoznam symbolov a skratiek .....</b>	<b>8</b>
<b>1 Úvod .....</b>	<b>9</b>
1.1 Prehľad súčasného stavu .....	9
1.2 Hypotéza.....	10
1.3 Ciele práce.....	11
<b>2 Teoretický základ práce .....</b>	<b>12</b>
2.1 Krvný tlak.....	12
2.2 Hodnoty a jednotky tlaku krvi.....	13
2.3 Invazívne meranie tlaku krvi.....	14
2.3.1 Katéter – extravaskulárny .....	14
2.3.2 Arteriálne katétre .....	15
2.3.3 Zavedenie katétra a ďalšie úkony pred meraním.....	15
2.3.4 Merací systém.....	16
<b>3 Intraaortálna balónková kontrapulzácia .....</b>	<b>18</b>
<b>4 Umelá pľúcna ventilácia .....</b>	<b>20</b>
<b>5 Experimentálna časť .....</b>	<b>21</b>
5.1 Zobrazenie nameraných dát .....	21
5.2 Meranie v laboratóriu .....	22
5.3 Spracovanie nameraných dát.....	25
<b>6 Výsledky.....</b>	<b>27</b>
<b>7 Diskusia.....</b>	<b>28</b>
<b>8 Záver .....</b>	<b>30</b>
<b>Zoznam použitej literatúry .....</b>	<b>31</b>
<b>Príloha A: Matlab skript.....</b>	<b>33</b>
<b>Príloha B: Protokol merania.....</b>	<b>34</b>
<b>Príloha C: Namerané hodnoty .....</b>	<b>36</b>

# Zoznam symbolov a skratiek

**Tab. 1: Zoznam symbolov**

Symbol	Jednotka	Význam
$A$	mmHg	Amplitúda tlaku
$f_{vz}$	Hz	Vzorkovacia frekvencia
$\Delta t$	s	Časový posun
$T$	s	Periódna vzorkovania
$P$	Torr, Pa	Tlak

**Tab. 2: Zoznam skratiek**

Skratka	Význam
$EKG$	elektrokardiogram
$IABK$	Intraaortálna balóniková kontrapulzácia
$IABP$	intraaortálna balóniková pumpa
$IBP$	Invazívny krvný tlak (invasive blood pressure)
$SI$	sústava jednotiek fyzikálnych veličín (Le Système International d'Unités)
$TK$	tlak krvi
$DT$	diastolický tlak
$ST$	systolický tlak
$StT$	Stredný tlak



# 1 Úvod

Je známe, že tlak sa šíri všetkými smermi. Ak pôsobí na jednom mieste tlak, prejaví sa okamžite v celom objeme kvapaliny. Pascalov zákon hovorí o prenose tlaku do celého objemu kvapaliny, a že tlak sa nikde nestráca. Práve touto vedomosťou je umožnené merať tlak krvi extravaskulárne, teda mimo cievneho riečiska. Pri invazívnom meraní krvného tlaku (ďalej len IBP, invasive blood pressure) sa v bežnej praxi využívajú katétre, prispôbené spôsobom merania, daným podmienkam, ale aj finančným dostupnostiam. Toto prispôbenie sa deje možnosťou výberu rôznych dĺžok katétru, taktiež aj materiálom, z ktorého je katéter vyrobený, čo ovplyvňuje jeho poddajnosť. V dnešnej dobe sa dostalo meranie krvného tlaku na veľmi presnú úroveň a stalo sa aj cenovo dostupné. Preto je v je v odôvodnených prípadoch v klinickej praxi štandardne používané. Problémom, ale aj naďalej ostáva, že vplyvom prenosu tlaku z krvi do extravaskulárneho priestoru vznikajú nechcené chyby. [1]

Jedným kritériom je časové omeškanie prenosu tlakového signálu z krvi cez katéter až na senzor. Druhá vec je rozťažnosť hadičky katétru, čím dôjde k zmene tlaku v katétri a teda aj k nepresnostiam merania. Problematika prenášania tlakového signálu stojí práve na týchto dvoch nepresnostiach a skúmanie tejto problematiky bude náplňou tejto práce.

## 1.1 Prehľad súčasného stavu

Je všeobecne známe, že v zdravotníctve je kladený veľký dôraz na bezpečnosť. Jedná sa jak o bezpečie pacientov, tak aj zdravotnícky personál a v neposlednom rade aj ochranu prístrojov a zdravotníckej techniky. Obecne tu ide o bezpečnosť elektrickú, tiež z technickej stránky veci, ale aj o nemalé požiadavky na hygienu a čistotu, či mnohé ďalšie. Aj napriek vyšším požiadavkám a sprísneným kontrolám nie je riziko vzniku nežiadúcej udalosti na nulovej úrovni. Naopak je odhadované, že až viac ako 400000 ľudí za rok zahynie v dôsledku chyby v zdravotníctve. [2]

Medzi najväčšie rizika v medicínskej praxi sa radia IT problémy, ako nevhodné nakonfigurovanie systémov alebo neúplnosť údajov. Veľkú mieru rizika tvorí aj komunikácia medzi človekom a prístrojom, kedy sa jedná o nesprávne nastavenie, zlú údržbu či mylne zvolenú techniku. Vzniká tiež značné riziko pri práci s prístrojmi s meracou funkciou. [2] Presnosť merania fyzikálnych veličín je riziko, ktoré je podstatou tejto práce.

Meranie invazívneho krvného tlaku v klinickej praxi bežné. Nepresnosti sa nemusia prejavovať ako problémové pri bežných meraniach IBP. Väčší problém už nastane napríklad pri intraaortálnej balónikovej kontrapulzácii (ďalej len IABK). Je to metóda dočasnej

mechanickej podpory obehu krvi, ktorá podporuje tvorbu priaznivejšej bilancie medzi dopytom a ponukou kyslíka pre srdcovú svalovinu. Pri IABK je potrebné presné načasovanie nafukovania a vyfukovania balóniku zavedeného do cievného riečiska. Nesprávnym načasovaním sa nielen obmedzí kvalita poskytovanej pomoci balónikovou pumpou, ale môže dôjsť aj k nemalým nežiaducim komplikáciám. [3] Avšak vhodné načasovanie IABK je účinné na zníženie impedancie ľavej komory počas diastoly a pomáha teda vypudiť krv zo srdca do obehu. Meraním invazívneho krvného tlaku je možné načasovať nafukovanie tak, aby žiadne komplikácie nevznikali. K tomu je ale potrebné merať IBP veľmi presne alebo vedieť veľmi presne vypočítať hodnotu tohto omeškania. Preto sa bude práca zameriavať aj na časový posun medzi dvoma signálmi meranými na začiatku a na konci katétru. [4]

Problémy, ktoré by sa mohli odzrkadliť v závislosti od meraného tlaku vznikajú aj pri umelej pľúcnej ventilácii. Pre výskumné aktivity tejto podpory dýchania pacienta je bežne používaný systém na meranie IBP. Jedným z dôvodov je fakt, že senzor môže pracovať aj vo vlhkom prostredí. Iné senzory tlaku dostupné na trhu sú buď neprispôsobené tomuto faktoru alebo je ich cena v porovnaní s IBP senzorom tlaku veľká. Podstatné je zamyslieť sa nad presnosťou merania tlaku mimo miesta pôsobenia. Prenosom tlaku vznikajú nepresnosti a pre presnosť merania je nutné vedieť konkrétne hodnoty časového posunu aj zmien amplitúdy. [5]

Dychová frekvencia zdravého dospelého človeka je 12-18 dychov/min, to znamená, že jeden dych trvá približne štyri sekundy. [7] Časový posun 20 ms by v takom prípade nemusel vytvárať značný problém. Ale pri vysokofrekvenčnej umelej pľúcnej ventilácii, kedy je možné nastaviť režim až 2000 dychov/min, je predstava posunu v desiatkach ms nezrovnateľná s presným meraním. Preto je nutné merať tlak, ktorým je poskytovaná výpomoc pri dýchaní, presne a okamžite. [8]

Problému vznikajúceho časového posunu sa vo svojej dizertačnej práci dotkol aj Dr. Mayer, ktorý riešil vznik časového posunu pri meraní intrakraniálneho tlaku. [6] Dospel k záveru, že na 180 cm dlhom katétri vzniká časový posun radovo okolo 20 ms.

## 1.2 Hypotéza

Experimentom chceme porovnať katétre dostupné na trhu. Vzhľadom na ich dĺžku a materiál, z ktorého sú vyrobené sa dá predpokladať, že bude prenos tlakového signálu vykazovať isté časové omeškania. Predpoklad je že s dĺžkou katétra sa nebude signálu značne znižovať amplitúda, ale že dôjde k výraznejšiemu posunu, naopak poddajnosť steny katétra ovplyvní najmä hodnotu amplitúdy meraného tlaku.

### 1.3 Ciele práce

Cieľom práce je zistiť ako sa mení amplitúda tlakového signálu prenosom tlaku z cievneho riečiska do extravaskulárneho priestoru, a to v závislosti na dĺžke a materiáli katétru použitého pri meraní IBP. Ďalej je cieľ práce zistiť aký časový posun vzniká pri prenose tlakového signálu rôzne dlhými katétrami. Oba dva tieto zmeny je treba brať v úvahu pri meraní tlaku invazívnou metódou a preto v závere práce je zámerné určiť stanovisko pre klinickú prax, vyplývajúce z experimentu, časti tejto práce. Experiment realizovaný so vzduchom a s vodou má potvrdiť hypotézu o vzniku časového posunu v závislosti na dĺžke a zmenách amplitúdy v závislosti na materiáli katétru. Cieľom tejto práce je určiť riziko nie len pre náročné a komplikované meranie, ale aj pre bežné merania tlaku, pri rutinnejších vyšetreniach alebo ak sa na základe nameraného tlaku nastavujú synchronizácie iných pomôcok či prístrojov.

## 2 Teoretický základ práce

Srdce je svalový orgán, ktorý funguje ako kontinuálne pracujúca pumpa. Poháňa tak krv cievami do všetkých častí tela a tým umožňuje výživu a výmenu látok. Je to jeden z prvých orgánov, ktoré sa u embrya začnú vyvíjať. Začína byť zhruba tri týždne po počatí. [9]

Práca sa venuje problematike merania tlaku a v maximálnej možnej miere sa obmedzuje na danú problematiku. Je potreba mať základné poznatky o tlaku krvi a jeho meraní. Hodnoty tlaku a jednotky, v ktorých sa tlak udáva tvoria nutný základ pre pochopenie problematiky. Tlak krvi je jedna z veličín popisujúcich stav životných funkcií človeka a preto je prínosné dozvedieť sa o tejto téme viac.

### 2.1 Krvný tlak

Srdce sa neustále pracuje, v priemere sa stiahne a zase uvoľní tak stane 70 – 80/min. Tento dej nazývame srdcový tep. Krv tečúca cievami je pumpovaná činnosťou srdca, a tým vzniká tlak. Pojmom krvný tlak (ďalej ako TK) označujeme tlak krvi v tepnách telového obehu. Ide o tlak, ktorý vyvíja pretekajúca krv na stenu artérií. Závisí od energie srdcovej činnosti, elasticite tepnových stien a množstva a viskozity krvi. V priebehu každého tepu kolíše krvný tlak medzi maximálnou (systolickou) a minimálnou (diastolickou) hodnotou. Tlak krvi je ovplyvňovaný vnútornými aj vonkajšími podnetmi, ako sú napríklad psychický či fyzický stav meranej osoby alebo aj fáza dňa, či sa jedná o meranie ráno alebo večer, po podaní výkonu, v stresovej situácii a pod. [10]

Tlak krvi TK je často meraná veličina, pretože sa jedná o dobrý ukazovateľ stavu kardiovaskulárneho systému. Sťahom srdcového svalu je krv vypudzovaná do aorty a pľúcnice a cestou prekonáva odpor cievneho riečiska. Čím sú cievy viac vzdialené od aorty, tým je v nich nižší tlak. Podľa miesta merania TK rozlišujeme tlak centrálny a periférny, arteriálny a venózný. Centrálny tlak je najlepšie merať priamo v srdcových komorách a periférny v končatinách. [10]

Rozlišujeme meranie TK invazívne a neinvazívne. Neinvazívne sa meria TK bežne, pri rutinných vyšetreniach. Využíva sa pri tom manžeta, ktorá obmedzuje prietok krvi v zvolenom mieste na končatine. V okamihu, kedy je pozastavený a znovu obnovený prietok krvi, porovnávame tlak v manžete k tlaku v krvnom riečisku. Nevýhodou tohto merania je, že nie je možné merať tlak spojitne v čase. Poznáme viacero metód ako toto meranie prevádzať, medzi najznámejšie a zároveň najčastejšie čo sa využitia týka patria auskultačná metóda a oscilometrická metóda. Obidve metódy využívajú zmeny, ktoré nastávajú v cieve po stlačení nafukovacou manžetou. Kým u auskultačnej metódy sa berie v úvahu počuteľný šum z turbulentného prúdenia, u oscilometrickej metódy sú to tlakové rázy tečúcej krvi na stenu zúženej cievy. Oproti auskultačnej metóde má

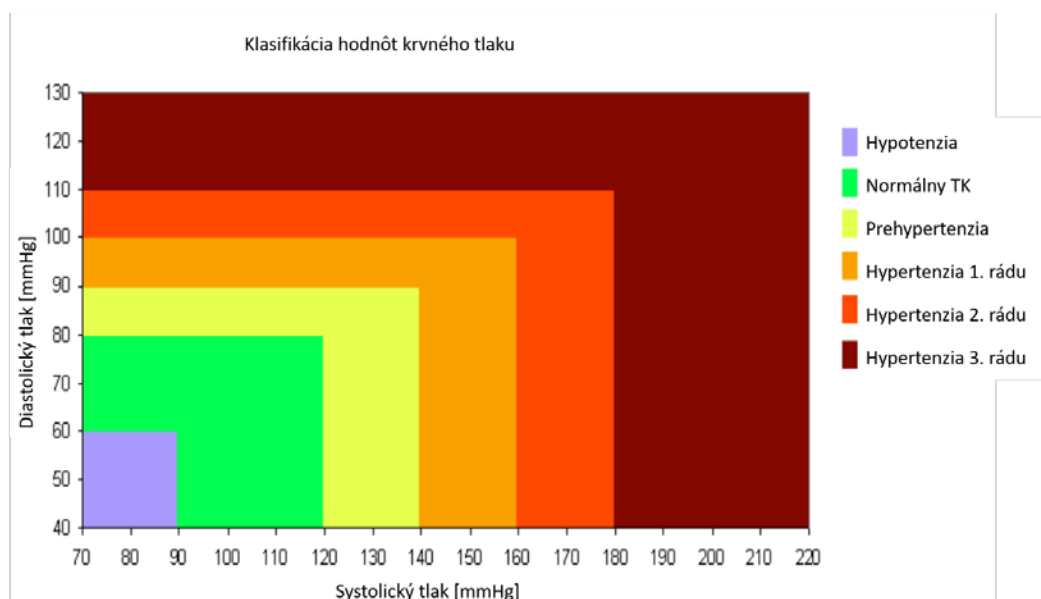
oscilometrická nevýhodu v tom, že výstupným parametrom merania je hodnota stredného tlaku StT a hodnoty diastolického DT a systolického ST tlaku sú numericky dopočítavané. Naopak pri auskultačnej metóde presnosť merania je závislá aj na ľudskom faktore, a musí sa brať ohľad na skúsenosti toho, kto meranie vykonáva. [10]

## 2.2 Hodnoty a jednotky tlaku krvi

Na začiatok je dôležité podotknúť, že hodnoty TK závisia ako na spomínanom fyzickom, psychickom stave meraného, na fáze dňa, na vysilení, ale aj na mieste a spôsobe merania. Platí, že čím ďalej od aorty sa TK meria, tým je nižší. Centrálny tlak meriame najlepšie priamo v srdcových komorách a periférny na končatinách, z toho vyplýva, že centrálny tlak krvi je možné merať jedine invazívne. Neinvazívne meriame najčastejšie na ľavej hornej končatine pomocou manžety, pretože hodnoty potom sú najviac blízke centrálnemu tlaku. [10]

Rozlišujeme či ide o tlak relatívny alebo absolútny, pričom ten relatívny je len rozdiel medzi absolútnymi tlakmi z dvoch rôznych prostredí.

TK kolíše medzi dvoma hodnotami známymi ako tlak systolický a diastolický, v závislosti na činnosti srdca. Systolický je najvyšší tlak vznikajúci pri systole komôr, naopak diastolický je najnižší tlak vznikajúci pri diastole komôr. Obe tlaky sa, ako je známe, zapisujú za sebou oddelené lomkou. Za normálny tlak je považovaná hodnota 120/80 mmHg. Zase berme do úvahy, že táto hodnota je závislá na veku a pohlaví meraného. Na obrázku (Obr. 1) je názorne ukázané, aké hodnoty tlaku môžeme považovať za vysoký respektíve nízky tlak. [11]



Obr. 1: Klasifikácia hodnôt TK [1]

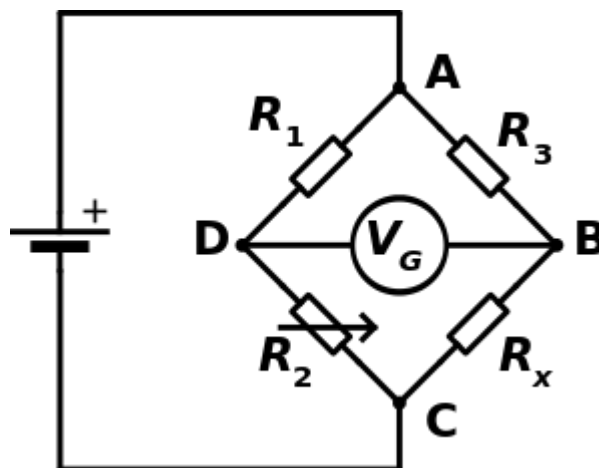
Jednotkou tlaku podľa sústavy SI je pascal, značí sa Pa. V bežnej medicínskej praxi je ale najpoužívanejšou jednotkou TK milimeter ortuti, značkou mmHg. Kvôli odstráneniu problémov s vyjadrovaním tlaku v jednotkách dĺžky sa zaviedla jednotka torr, ktorá sa rovnako značí Torr, pričom  $1 \text{ Torr} = 1 \text{ mmHg}$ . Pri prepočte torr na Pa a naopak sa využíva známy vzťah  $1 \text{ Torr} = 133,322 \text{ Pa}$ . Sú známe aj ďalšie jednotky tlaku no pre účel merania TK sú postačujúce tieto dve. [11]

## **2.3 Invazívne meranie tlaku krvi**

Prvým viditeľným rozdielom meranie je, že pri invazívnom meraní krvného tlaku IBP sa časť meracieho zariadenia dostáva do kontaktu s vnútorným prostredím tela človeka. Invazívne sa TK meria spojte, relatívne dlhý čas a v miestach, ktoré sú pre neinvazívne meranie neprístupné. Ďalšou z výhod je, že IBP je viac presné meranie. Naopak značná nevýhoda je nutnosť galvanického oddelenia katétru od monitoru vitálnych funkcií, alebo tiež aj nutná sterilizácia katétra po každom použití, prípadne pri jednorazových katétroch jeho zlikvidovanie ako biologického odpadu. Toto merania sa sprístupňuje zavedením, už spomínaného, katétru. Podľa umiestnenia tlakového snímača, rozlišujeme dva typy. Snímač extravaskulárny je umiestnený mimo tela katétru, naopak intravaskulárny sa zavádza priamo do krvného riečiska a nachádza sa na špičke ihly.

### **2.3.1 Katéter – extravaskulárny**

Extravaskulárny katéter, ten ktorý má senzor umiestnený mimo vnútorného prostredia tela človeka, je pri meraní IBP využívaný častejšie. Je vyplnený fyziologickým roztokom. Funkcia fyziologického roztoku je prenášať tlak krvi z meraného miesta na druhú stranu katétra, k meraciemu senzoru. Senzor sníma zmeny tlaku fyziologického roztoku, ktoré spôsobujú silový účinok na membránu senzoru. [12] Zmenu zaznamenáva pomocou zapojenia Wheastonova mostu (Obr. 2) Výstupom tohto mostu je výstupné napätie, ktoré sa mení pri zmene tlaku v kvapaline. Taktiež veľmi dôležitou súčasťou ektravaslulárneho katétra je trojcestný ventil. Jeho natočením sa mení funkcia katétra z merania krvného tlaku na meranie atmosférického tlaku (kalibrovanie senzoru) a naopak. Treťou polohou ventilu je možné prepláchnuť hadičku katétra fyziologickým roztokom.



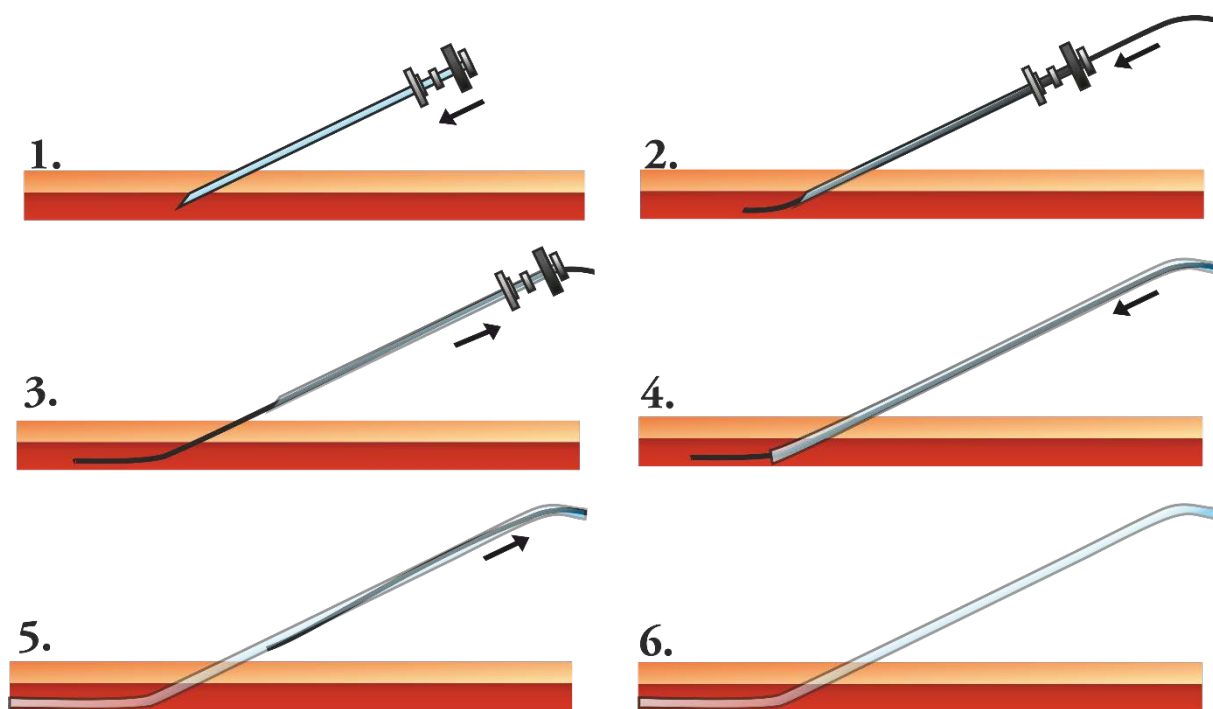
Obr. 2. Wheatstonov most:  $R_1$ - $R_3$  sú známe rezistencie,  $R_x$  je neznáma rezistencia [23]

### 2.3.2 Arteriálne katétre

Pri invazívnom meraní krvného tlaku sa v bežnej praxi využívajú katétre prispôbené spôsobom merania, daným podmienkam, ale aj finančným dostupnostiam. Toto prispôbenie sa deje možnosťou výberu rôznych dĺžok katétra, taktiež aj materiálom z ktorého je katéter vyrobený, čo ovplyvňuje jeho poddajnosť. Na trhu sú dostupné rôzne katétre týchto dvoch hlavných parametrov, teda dĺžky a poddajnosti.

### 2.3.3 Zavedenie katétra a ďalšie úkony pred meraním

Katetrizácia je proces zavedenia katétra do krvného riečiska, čo nám umožňuje prístup k invazívnemu meraniu TK. Dutá hadička, nazývame ju katétrom, je vyplnená tekutinou, ktorá prenáša tlak na snímač a to priamo z miesta merania v krvnom riečisku. Poznáme viacero spôsobov ako zaviesť katéter. Jedným z nich, najviac využívaný, je tzv. Seldingerova katetrizácia. V prenesenom význame ide o prepichnutie pomocou dutej kovovej ihly. Celý spôsob zahŕňa, že cez punkčú ihlu je do žily zavedený tenký drôt, so špeciálnym „J“ zakončením na ochranu žilovej steny. Následne sa odstráni ihla a do žily sa zavedie katéter. Na uľahčenie prieniku katétra sa môže použiť dilatátor. Postup zavedenia pomocou Seldingovej techniky popisuje obrázok (Obr. 3). [10]



Obr. 3: Seldingerova katetrizácia: 1. Vsunutie ihly, 2. Vsunutie drôtu, 3. odstránenie punkčnej ihly, 4. zavedenie katétru, 5. vytiahnutie drôtu. [22]

Po úspešnom zavedení katétra a pred meraním je ešte nutné umiestniť senzor katétra do rovnakej výškovej úrovne, ako je merané miesto. Ak by sa tak nestalo, senzor by okrem tlaku krvi nameral aj hydrostatický tlak kvapaliny v katetri, ktorý by vznikol výškovým rozdielom. Pri umiestnení senzoru pod úroveň meraného miesta je nameraný signál väčší než skutočný a naopak.

Preto aj pri experimente podrobnejšie popísanom v kapitole 5 je nutné dbať na zaistenie meracích senzorov v jednej rovine, aby sa predišlo vzniku chyby. Nameraný tlakový signál by odpovedal tiež hydrostatickému tlaku, čo je nežiadúci parameter.

### 2.3.4 Merací systém

Pri meraní katéter privádza tlakový signál pomocou kvapaliny k tlakovému senzoru. Používaný snímač tlaku obsahuje dutinu, v ktorej je uložený tenzometer. Telo senzoru musí byť dostatočne odolné proti deformáciám, jedine membrána je schopná reagovať na zmeny deformáciami. Konštrukcia puzdra tvorí galvanické oddelenie, ale prispieva aj k lepšej elektrickej izolácii snímača aj tekutiny, ktorá je zaistená prídavnou membránou. Do puzdra ústia prírody privádzajúce kvapalinu k membráne. Katéter a snímač tvoria spolu systém, ktorého výstupom je elektrický signál. Zapojením do mostu, ktorý je napájaný konštantným napätím a následným snímaním diagonálneho napätie, dostávame informáciu vypovedajúcu o tlaku v kvapaline. [10] [13]

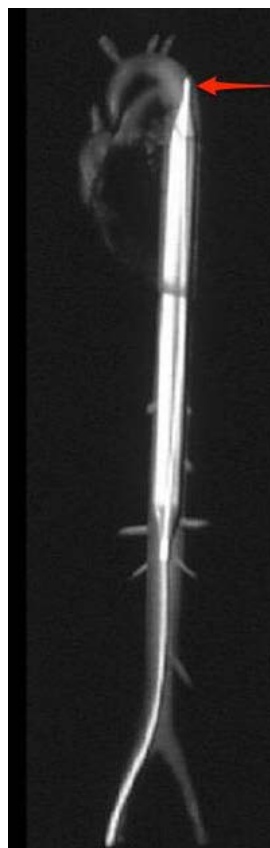
Ešte pred meraním sa vykonáva kalibrácia alebo tzv. nulovanie senzoru. Vynuluje sa výstupné napätie pri atmosférickom tlaku, aby sme merali tlak relatívny. Kalibrácia je



potrebná k odstráneniu chyby tenzometra, nazývanej tiež drift izolínie. Nulovaním sa dosiahne rovnaká úroveň pri použití dvoch a viacerých tlakových senzorov. [10]

### 3 Intraaortálna balónková kontrapulzácia

IABK je metóda dočasnej mechanickej podpory obehu krvi, ktorá podporuje tvorbu priaznivejšej bilancie medzi dopytom a ponukou kyslíka pre srdcovú svalovinu. Princíp ako prvý popísal už v roku 1959 Dr. Andrian Kantrowitz. K prvým pokusom využíval model psa, u ktorého bránica obkolesovala aortu. [3] Moderná IABK vyžíva prístroj, ktorý sa skladá z balónika namontovaného na pružnom katétri. Pôvodná podoba bola latexová rúrka okolo polyetylénového katétra s bočnými otvormi. Na nafúknutie balónika sa mal používať oxid uhličitý cez troj-stranný uzáver. K samotnému nafukovaniu balónika má dôjsť vo vopred stanovenej dobe a načasovanie má byť podľa R vlny EKG. Snímanie EKG krivky a krivky arteriálneho krvného tlaku je kontrolou správneho načasovania. Meranie spomínaného arteriálneho krvného tlaku sa deje invazívnym meraním v miestach mimo pôsobenia tlaku. Tlakový signál sa prenosom do extravaskulárneho prostredia skresľuje a omeškáva. Je nutné brať do úvahy tieto nepresnosti, keďže je arteriálny krvný tlak jedným z parametrov pre správne načasovanie tejto pravidelnej aktivity balóna. Po uzatvorení aortálnej chlopne má dôjsť k nafúknutiu balónu, jeho rozťažnosťou sa zvýši krvný tlak v aorte a krv môže byť ľahšie vypudená do obehového systému. Naopak prudkým vyfúknutím balónu, pred končiacim QRS komplexom, sa zníži intraaortálny krvný tlak, čo napomáha vyprázdňovaniu ľavej komory. [14]



Obr. 4: Intraarteriálna pozícia intraaortálnej balónikovej pumpy (IABP) [3]

V roku 1971 Krakauer s Kranrowitz skúšali experiment na 30 pacientoch. Väčšina pacientov v tejto sérii výskumov dosahovala hemodynamickú stabilizáciu a podarilo sa im aj zabrániť šoku pomocou zavedeného balónika.

Štatistika spoločnosti Goldberg tvrdí, že celkové využitie IABK počas obdobia 10 rokov (1986-1997) bolo veľmi nízke, avšak po roku 1997 až 42 % pacientov dostávalo podporu balónovou pumpou na zníženie možnosti výskytu kardiogenného šoku po akútnom infarkte myokardu. [3]

V dnešnej dobe sa IABK vykonáva s polyetylenovým balónikom namontovaným na flexibilnom katétri. Na konci katétra sú dva otvory. Jeden na nafúknutie a vyfúknutie balónika a druhý pre drôt na manipuláciu s katétrom a sledovanie centrálného tlaku krvi po zavedení. Balón sa nafukuje héliom, pretože má nízku hustotu, čo umožňuje rýchle nafukovanie a vyfukovanie v rytme srdcového cyklu.

IABK pomáha pri mnohých hemodynamických poruchách obehového zlyhania. Vhodné načasovanie IABK je účinné na zníženie impedancie ľavej komory počas diastoly a pomáha teda vypudiť krv zo srdca do obehu. Avšak nesprávne načasovanie môže viesť k neefektívnosti.

Výskyt neúspešných pokusov o zavedenie balóniku zaznamenaných registri Benchmark nebola vysoká. Komplikácie prisudzované poruchám zariadenia tvoria väčšinu komplikácií zaznamenaných v spomínanom registri. Konkrétne sa tu jedná o únik plynu z balónika, čo vedie k jeho zlému nafukovaniu, ale je tu aj prípad zachytenia balónika na nesprávnom mieste, ďalej šmykové sily vytvorené balónikom v cievach môžu nepriaznivo pôsobiť na krvné bunky a krvné doštičky. V neposlednom rade je nemalou komplikáciou práve nesprávne načasovanie nafukovania a vyfukovania. Práve preto je potrebné merať tlak krvi veľmi presne bez časového posunu. [15] [16]

Kardiogénny šok je stav ťažkého ohrozenia života. Vyznačuje sa znížením zásobovania orgánov krvou. Vzniká ak srdce nedokáže udržať dostatočný výdaj krvi za minútu. Intraaortálny balón sa nafúkne počas diastoly a pomôže srdcu vytlačiť krv z hrudnej aorty. Počas systoly sa balón prudko vyfúkne čím sa zlepší tok vpred z ľavej komory. Ak by sa balón nafukoval na základe nepresne nameraného krvného tlaku, ohrozený by bol zdravotný stav pacienta. [17] S cieľom predísť komplikáciám je nutné merať TK s maximálnou možnou presnosťou. Popisu experimentu, ktorý skúma presnosť merania krvného tlaku sa venuje kapitola 5, a následne sú aj vyvedené výsledky a klinický záver v ďalších kapitolách.

## 4 Umelá pľúcna ventilácia

Umelá pľúcna ventilácia je najbežnejšou terapiou pri respiračnom zlyhaní. Vnútoraná štruktúra u veľkého množstva ventilátorov je veľmi podobná. Okrem iného sa skladá z niekoľko meračov tlaku. Okrem iného je súčasťou prístroja aj bezpečnostný pretlakový ventil, tlakový vyrovnávací ventil s okolím, senzor prietoku, ktorý okrem svojej primárnej funkcie zabezpečuje aj meranie proximálneho tlaku a ďalších doplnkových meraní tlaku. Všetky tieto merania spracováva procesor ovládacieho panelu. [11] Toto uvádzam z dôvodu poukázať na využitie merania tlaku plynu systémom podobným nášmu experimentu.

V režime tlakom riadenej ventilácie sú riadiacimi veličinami inspiračný tlak a čas. Aj v tomto prípade je nutné merať tlak plynu a to s veľkým nárokom na presnosť. Pretože v priebehu tlakom riadenej ventilácie je pomerne vysoké prúdenie, dochádza tam k rýchlemu vzostupu tlaku k prednastavenej hodnote. [11] [18] Zase sa teda stretávame s potrebou merania tlaku presne a najmä okamžite. Existuje tlakový limit, ktorý nesmie byť prekročený. Aj v nastaveniach parametrov pľúcnej ventilácie v tomto režime sa nastavuje tlak, značí to teda ďalšiu prítomnosť meracích zariadení na snímanie tlaku.

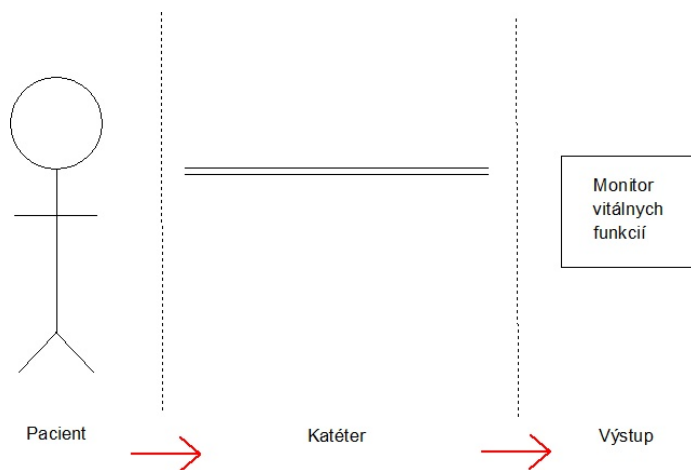
Je bežné, že sa v praxi používajú externé senzory tlaku. Senzor tlaku je katétrom naplneným vzduchom prepojený s miestom pôsobiska tlaku. Tu vidíme, že sa jedná o senzor zhodný s tlakovým sensorom pre meranie IBP. Senzor na meranie IBP je dostupný na trhu v prijateľnejšej cenovej relácii, preto je častejšie využívaný na kontrolu. Tento senzor je taktiež prispôsobený meraniu tlaku v kvapalnom médiu, preto mu nerobí problém vlhký vzduch používaný pri umelej pľúcnej ventilácii. Avšak prenosom tlakového signálu k miestu merania vzniká časový posun nameraných hodnôt a tiež môže dôjsť aj k skresleniu hodnôt tlaku. Toto treba brať do úvahy, keďže je presnosť merania zásadná pre správnu funkciu pľúcneho ventilátora.

## 5 Experimentálna časť

Táto časť práce bakalárskej práce sa venuje popisu experimentu na meranie časového posunu a zmeny amplitúdy pri prenose tlakového signálu katétrom z cievneho riečiska do extravaskulárneho priestoru, kde je tlakový senzor. Cieľom experimentu je určiť ako sa mení tlakový signál v závislosti na dĺžke a materiáli katétra použitím dvoch médií vody a vzduchu.

### 5.1 Zobrazenie nameraných dát

Tlakový signál sa cez katéter prenáša z intravaskulárneho priestoru na výstup, to môžeme názorne vidieť na obrázku (Obr. 5).

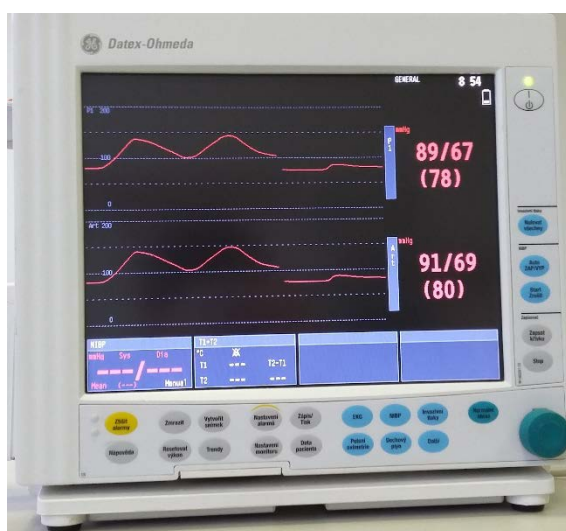


Obr. 5: Schéma prenosu tlakového signálu z krvi pacienta cez katéter na výstup

V prípade experimentu tejto práce je výstupom, teda zobrazovacím systémom monitor vitálnych funkcií značky Datex Ohmeda. Obecne sa jedná o technológiu GE. V našom prípade je využívané v prvom rade to, že je možné monitor pripojiť k počítaču, čo umožňuje snímaný signál sledovať aj v prostredí programu S5 Collect (Datex Ohmeda, Clearwater, Florida). Tento program zbiera údaje priamo z monitora cez sériový kábel. Umožňuje zber dát od krátkych minútových signálov ale aj niekoľko dní dlhých. On-line aj off-line dáta môžu byť uložené na analýzu v externých aplikáciách. Ďalej je možné robiť si poznámky alebo pridávať značky pri zbere dát, ktoré slúžia pre zjednodušenie analýzy. [19]

## 5.2 Meranie v laboratóriu

K meraniu bol zostavený systém pozostávajúci z patientskeho monitoru Datex Ohmeda s dvoma prípojnými káblami na meranie IBP (Obr. 6, Obr. 7). Monitor bol tiež pripojený k počítaču, kde boli uložené hodnoty nameraného tlaku, pomocou programu S5 Collect (Obr. 8). V nastaveniach programu bola zvolená najnižšia možná perióda, konkrétne 5 s a najvyššia možná frekvencia, 100 Hz. [19] [20] Vybrané bolo snímanie a ukladanie oboch kriviek nameraných tlakov a hodnoty boli uložené do textového dokumentu. Experimentom sa overovalo ako sa budú meniť signály v závislosti na dĺžke a materiáli hadičky katétra. Konkrétne použité katétre zobrazuje tabuľka (Tab. 3). Pre simuláciu tlaku bola použitá striekačka (Obr. 9).

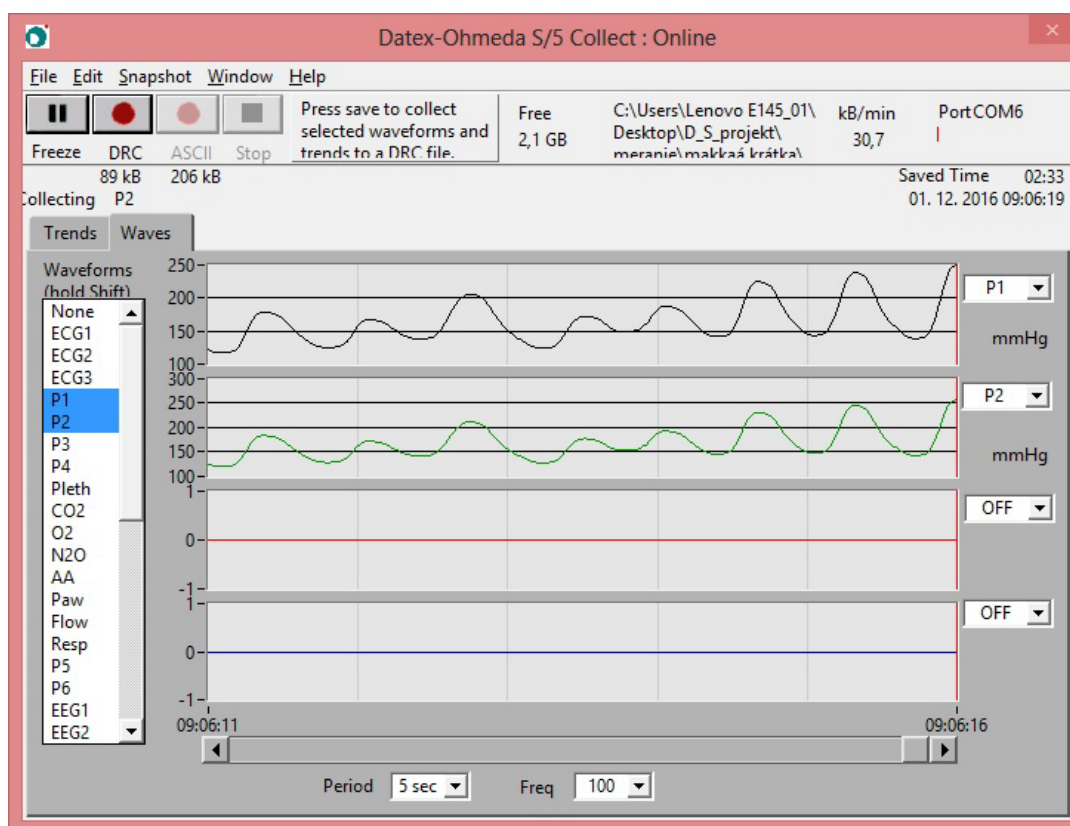


Obr. 6: Použitý patientsky monitor  
Datex Ohmeda



Obr. 7: Použité káble na prevod  
invazívneho tlaku do patientskeho monitoru

Tlakové zmeny boli zaznamenávané na začiatku a na konci hadičky katétra. Stlačením pripojenej striekačky vznikol tlakový impulz, ten sa šírilmédiom katétra a vyvolával zmeny na membráne senzoru, pod ktorou sa nachádza snímač tlaku. Tieto zmeny boli zaznamenávané patientskym monitorom, následne boli zobrazené na počítači a uložené do pamäti.

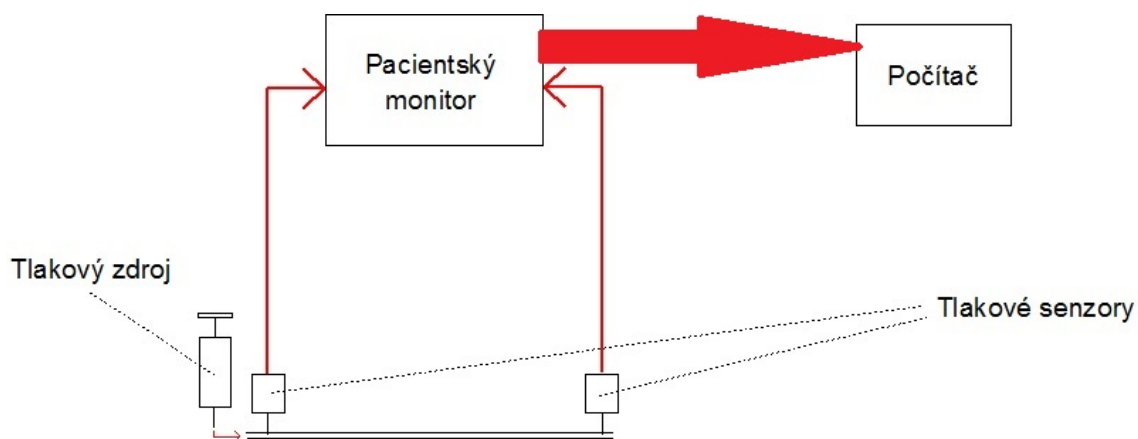


Obr. 8: Collect S5 – program na ukladanie tlakového záznamu do pamäte počítača

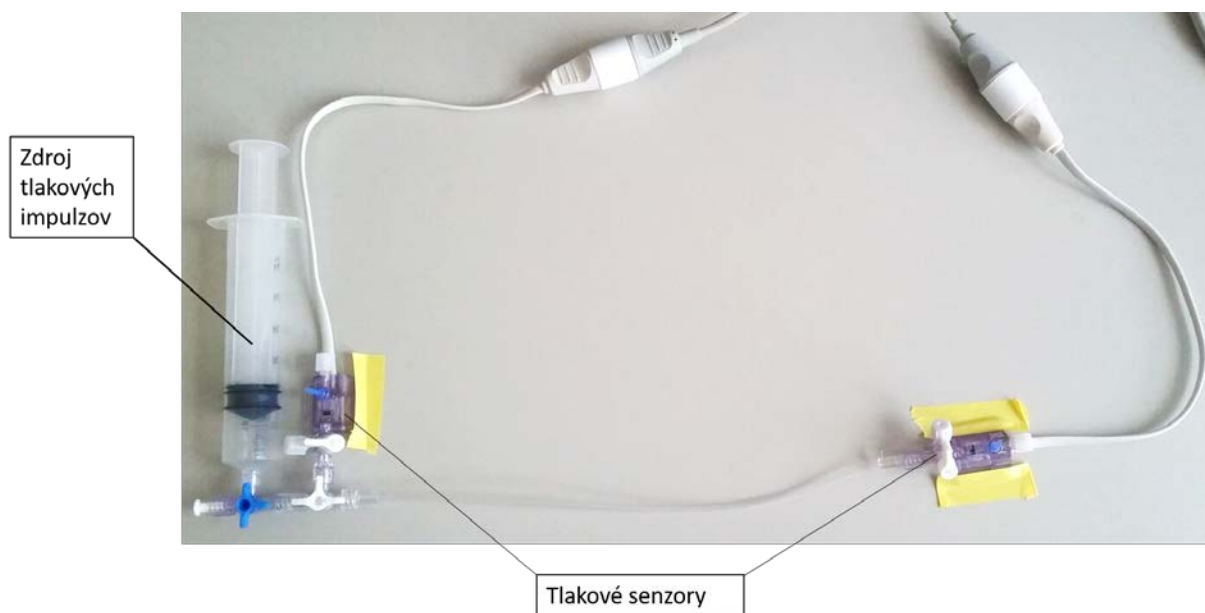


Obr. 9: Zdroj tlakových impulzov

Na schéme (Obr. 10) je názorne zobrazený merací systém. Nasledujúci obrázok (Obr. 11) ukazuje ako experiment vyzeral v skutočnosti. Toto uvádzam na porovnanie schémy a reálu pri experimentálnom meraní. Samotné meranie prebehlo bez značných problémov. Výsledky uložené v textovom súbore boli ďalej vyhodnocované v programe MatLab (Mathworks, Massachusetts).



Obr. 10: Schéma merania



Obr. 11: Reálny systém merania v laboratóriu



**Tab. 3 Typy použitých katétrov**

Označenie	Skutočná dĺžka (cm)
<i>Tvrdá krátka</i>	30
<i>Tvrdá dlhá</i>	180
<i>Mäkká krátka</i>	40
<i>Mäkká dlhá</i>	180
<i>Mäkké krátke</i>	85
<i>Mäkké dlhé</i>	330

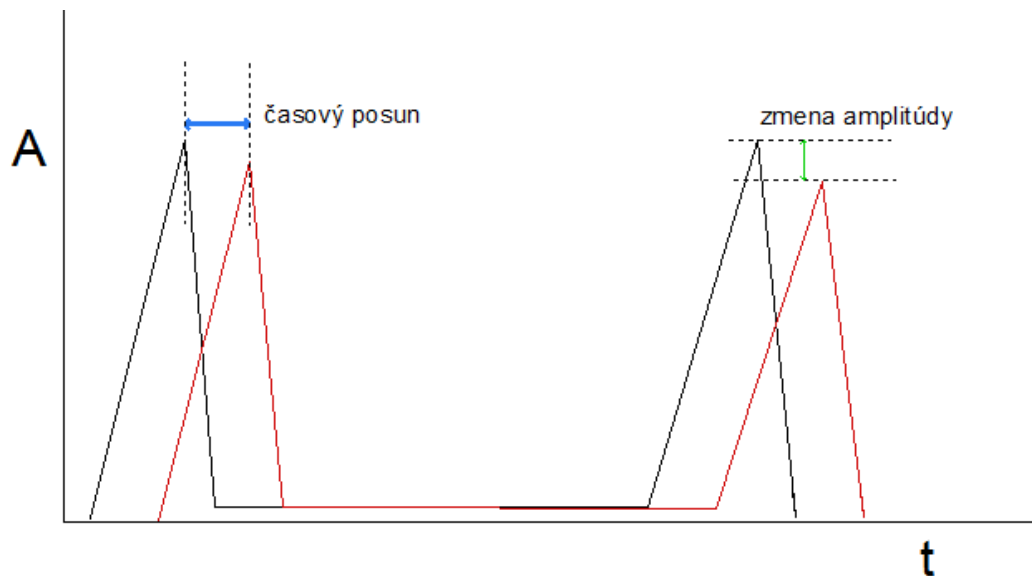
### 5.3 Spracovanie nameraných dát

Pomocou programu Matlab boli namerané hodnoty načítané do grafu. Všetky namerané hodnoty boli uložené do matíc a následne z nich nájdené a zobrazené len po jednom pulze. Vyberaním posledného pultu nameraného signálu bolo zaistené aby šlo o rovnaký pulz nameraný dvoma senzormi. Na jednom podobnom pulze z dvoch signálov bola nájdená maximálna hodnota (ďalej len „maximum“). Hodnoty amplitúdy aj pozícia bola uložená do novej matice. Následne boli odčítané hodnoty amplitúdy z oboch signálov a aj hodnoty pozícií z prvého aj druhého nameraného signálu. Pred vynesением hodnôt zmien amplitúdy a časového posunu bolo ešte potrebné dopočítať správne jednotky a časový posun prepočítať na základe nastavenej vzorkovacej frekvencie 100 Hz.

$$\Delta t = \frac{\Delta \text{pozícia}}{f_{vz}} \quad (1)$$

Rozdiel pozícií píkov z prvého a druhého signálu bol vydelený vzorkovacou frekvenciou, čím sa dosiahlo, že časový posun je v s. (1) [21]

Na obrázku (Obr. 12) je názorne zobrazené čo je to časový posun a zmena amplitúdy, parametre, ktoré sú experimentom vyhodnocované. Čiernou a červenou farbou sú zobrazené prvý a druhý nameraný tlakový signál, medzi ktorými sa vyhodnocuje. Modrá šípka predstavuje časový posun a obojstranná šípka zelenej farby je znázornením zmeny amplitúdy medzi dvoma nameranými signálmi.



Obr. 12: Názorné zobrazenie časového posunu a zmeny amplitúdy nameraného tlakového signálu

$$\bar{x} = \frac{\sum_{i=1}^n x_i}{n} \quad (2)$$

Podľa jednoduchého vzorca pre výpočet priemernej hodnoty (2) došlo k priemerovaniu jedenástich nameraných hodnôt pre každý typ hadičky pre dané médium. Vo vzorci  $n$  predstavuje počet všetkých meraní, konkrétne číslo 11,  $x_i$  predstavuje nameranú hodnotu vid' príloha C. Štatisticky spracované výsledky merania uvádzam v kapitole Výsledky, vždy pre daný materiál a dĺžku katétra aj použité médium.

## 6 Výsledky

Experimentom bližšie popisovaným v kapitole 5 boli namerané hodnoty vid' príloha C. Tieto hodnoty boli neskôr štatisticky spracované podľa vzťahu uvedeného a podrobnejšie popísaného v kapitole 5. Výsledky tohto spracovania sú uvedené v tabuľkách (Tab. 4 a Tab. 5).

**Tab. 4: Priemerný časový posun**

	Tvrdá krátka	Mäkká krátka	Mäkké krátke	Tvrdá dlhá	Mäkká dlhá	Mäkké dlhé
<i>Vzduch (ms)</i>	13	13	25	27	25	54
<i>Voda (ms)</i>	13	12	21	25	24	51

Vypočítaný priemerný časový posun z jedenástich meraní použitím daného katétra

**Tab. 5: Priemerná zmena amplitúdy**

	Tvrdá krátka	Tvrdá dlhá	Mäkká krátka	Mäkké krátke	Mäkká dlhá	Mäkké dlhé
<i>Vzduch (mmHg)</i>	0,35	0,38	1,08	1,29	1,30	1,97
<i>Voda (mmHg)</i>	0,33	0,37	1,27	1,33	1,55	2,17

Vypočítaná priemerná zmena amplitúdy z jedenástich meraní použitím daného katétra

V prepočte na 1 m dĺžky použitím katétru určeného na meranie IBP a iného katétru z mäkkého materiálu, s použitím vody a vzduchu vzniká posun a mení sa amplitúda ako ukazujú tabuľky (Tab. 6 a Tab. 7).

**Tab. 6: Hodnoty časového posunu a zmeny amplitúdy prepočítané na 1 m dĺžky tvrdého a mäkkého katétra meraním s vodou**

	Tvrdá hadička	Mäkká hadička
<i>Časový posun (ms)</i>	17	16
<i>Zmena amplitúdy (mmHg)</i>	0,318	1,343

**Tab. 7: Hodnoty časového posunu a zmeny amplitúdy prepočítané na 1 m dĺžky tvrdého a mäkkého katétra meraním so vzduchom**

	Tvrdá hadička	Mäkká hadička
<i>Časový posun (ms)</i>	15	14
<i>Zmena amplitúdy (mmHg)</i>	0,21	0,72

## 7 Diskusia

Hlavným zistením práce je potvrdenie očakávaného fenoménu, že v závislosti od materiálu katétra klesne amplitúda prenášaného tlakového signálu a že časové omeškanie tlakovej vlny je závislé na dĺžke katétra.

Meraním boli získané hodnoty zmeny amplitúdy (mmHg) a časového posunu (ms), ktoré sú názorne uvedené v tabuľkách (Tab. 4 a Tab. 5) v kapitole Výsledky. Tieto hodnoty sú z výsledkov jedenástich meraní spracovaných v programe MatLab. Najvyšší rozdiel v amplitúde bol nameraný pre mäkké dlhé hadičky použitím vody, ktorou boli katétre vyplnené. Konkrétne sa jedná o hodnotu 2,17 mmHg a táto viditeľne veľká zmena nám ukazuje, že je absolútne nevhodné merať IBP pomocou katétra s hadičkou, ktorá na to nie je určená. Naopak veľmi nízky rozdiel hodnôt amplitúd sa ukazuje u tvrdej krátkej hadičky a to pre oba média.

Čo sa týka časového posunu, teda omeškania medzi meraným tlakom na začiatku a konci hadičky, môžeme si všimnúť, že približne podobná hodnota vyšla meraním na dlhých hadičkách (180 cm). Hodnoty 25 ms pre tvrdú dlhú a 24 ms pre mäkkú dlhú hadičku. Aj u krátkych hadičiek (30 cm a 40 cm) je časového omeškania porovnateľné na hodnotách 12 ms a 13 ms (pre experiment s vodou). Z toho plynie záver, že čím dlhšia je hadička tým väčší časový posun tlakového signálu vzniká. Toto tvrdenie platí ako pre meranie s vodou, tak aj vo vzduchu.

Keďže meranie bolo uskutočnené najprv s katétrom naplneným vzduchom, núka sa diskutovať o možných problémoch, ktoré by sa mohli odzrkadliť v závislosti meraného tlaku. Umelá pľúcna ventilácia, podpora dýchania pacienta mechanickým prístrojom, kde sa jedná o nefyziologicky princíp pre uskutočnenie nádychu. Pozitívny tlak je v dýchacích cestách vytvorený respirátorom prechodne, aby sa dosiahlo rozopnutie pľúc a teda inšpírium. Dychová frekvencia zdravého dospelého človeka je 12-18 dychov/min, to znamená, že jeden dych trvá približne štyri sekundy. [7] Časovým posunom môže vzniknúť značná chyba v meraní tlaku počas jedného dychu. Najväčšou výhodou pri vysokofrekvenčnej ventilácii je rýchlosť aplikácie na pacienta. Zvýšením frekvencie dýchania sa zníži čas jedného dychu. V závislosti od nastavenej frekvencie je možné, že jeden dych je kratší než 1 s. Časový posun 25 ms tvorí v takom prípade štvrtinu času a tým vzniká značná chyba, čo môže viesť k vzniku ďalších nabaľujúcich sa problémov. Preto je nutné merať tlak, ktorým je poskytovaná výpomoc pri dýchaní, presne a okamžite. Použitie najkratšieho možného katétru je vyhovujúce a žiaduce a výrazne môže napomôcť k zníženiu rizika pre pacienta. [8]

Meraný experiment s použitím vody predstavuje problematiku IABK. Táto metóda dočasnej mechanickej podpory obehu krvi, je tiež závislá na veľkej presnosti merania IBP, kvôli načasovaniu nafukovania a vyfukovania balóna. Vhodné načasovanie IABK je

účinné na zníženie impedancie ľavej komory počas diastoly, avšak nesprávne načasovanie môže viesť k neefektívnosti, v horšom prípade k zhoršeniu zdravotného stavu pacienta. Časový posun 25 ms tvorí štvrtinu času jedného cyklu činnosti srdca pri normálnych hodnotách frekvencie 60 tepov/min. Je zrejmé, že nesprávne načasovanie by neznížilo impedanciu ľavej komory počas diastoly. Výpomoc by nebola účinná a intraaortálny balón by nenapomohol k vypudeniu krvi z hrudnej aorty a postupom času by pacientovo telo nebolo dostatočne zásobené okysličenou krvou.

Touto prácou sa chcelo poukázať, že je potrebné zaoberať sa problematikou presného merania tlaku a prenosu tlakovej vlny v záujme zdravia pacienta, ktoré môže byť nesprávnosťami merania ohrozené.

Výsledky merania sú zrovnateľné s výsledkami práce Dr. Mayera a je nutné brať výsledky tejto práce ako aj jeho experimentu do úvahy, ako zásadné a vyvodené závery nepodceňovať. [6]

## 8 Záver

Experimentom sa potvrdilo čo sa predpokladalo v hypotéze, že s dĺžkou katétra sa nebude signálu značne znižovať amplitúda, ale že dôjde k výraznejšiemu posunu, naopak poddajnosť steny katétra ovplyvní najmä hodnotu meraného tlaku. Hypotéza bola potvrdená a predpoklad bol vyčíslený, viď kapitola Výsledky.

Záverom pre klinickú prax by mohlo byť odporúčanie, že na invazívne meranie krvného tlaku je nutné používať katétre na to určené. Ako vieme, v bežnej praxi sa môžeme stretnúť s prípadmi, kedy to tak nie je, vtedy je otázne ako sú výsledky merania IBP vierohodné. Z experimentu vyšiel značný rozdiel pri použití katétra určeného na meranie IBP a iného katétra, čo je pre presné meranie tlaku krvi zaťažujúce. Číselne sa jedná o rozdiel 1,18 mmHg medzi mäkkou dlhou a tvrdou dlhou hadičkou pri meraní s vodou.

S dĺžkou hadičky rastie aj časové omeškanie. Teda čím je hadička dlhšia, tým sa tlakový impulz neskôr dostane na jej koniec. Táto skutočnosť je zásadná pre správne načasovanie nafukovania a vyfukovania balónika pri IABK či pri správnom nastavení načasovania ventilátora pri umelej pľúcnej ventilácii. Lekár musí brať do úvahy toto stanovisko a ideálne by bolo použiť k meraniu, ktoré predchádza načasovaniu ďalších prístrojov či pomôcok, čo najkratší katéter. Inou možnosťou, by bolo aj presne vypočítať časový posun pre konkrétnu dĺžku katétra, a to je možné z hodnoty známej ako výsledok experimentu. Na 1 m dĺžky katétra určeného na meranie IBP vzniká pre tvrdú hadičku určenú na meranie IBP časový posun 17 ms použitím vodného média a 15 ms na experimente so vzduchom.

## Zoznam použitej literatúry

- [1] Common errors in clinical measurement. In: *Anaesthesia UK* [online]. Oxford: The Medicine Publishing Company Ltd, 2003 [cit. 2016-12-14]. Dostupné z: <http://www.frca.co.uk/article.aspx?articleid=100382#faq>
- [2] SZCZERBA, Robert. Beware Of These 10 Deadly Tech Hazards In Hospitals. *Forbes tech* [online]. 2015, **2015**(11), 5 [cit. 2017-04-19]. Dostupné z: <https://www.forbes.com/sites/robertszczerba/2015/02/11/beware-of-these-10-deadly-tech-hazards-in-hospitals/#548ff05a464a>
- [3] HADDAD, Elias. Intra-aortic Balloon Counterpulsation. In: *Medscape* [online]. Vanderbilt University Medical Center: Vanderbilt Heart and Vascular Institute, 2015 [cit. 2016-12-14]. Dostupné z: <http://emedicine.medscape.com/article/1847715-overview#a6>
- [4] HRÁBKOVÁ, Dana. *Intraaortální balónková kontrapulzace*. Praha, 2014. Bakalářská práce.
- [5] DOSTÁL, Pavel. *Základy umělé plicní ventilace*. 3., rozš. vyd. Praha: Maxdorf, 2014, 394 s. Jessenius. ISBN 978-80-7345-397-8.
- [6] MAYER, Martin. *Biomedicínske aspekty dynamiky intrakraniálneho tlaku pri kraniocerebrálnom poranení*. Praha, 2014. Dizertační práce. FTVS - Univerzita Karlova v Praze.
- [7] MELCHER, Anders. *Respiratory sinus arrhythmia in man: a study in heart rate regulating mechanisms*. Stockholm: A. Melcher, 1976. Acta Physiologica Scandinavica.
- [8] FORSGREN, Pelle. *Pulmonary function, ventilation/perfusion relationships and aerosol therapy in early adult respiratory distress syndrome: experimental studies in the pig*. Uppsala: Pelle Forsgren, 1989. Acta Universitatis Upsaliensis. ISBN 9155423752.
- [9] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie*. Třetí, upravené a doplněné vydání. Praha: Grada, 2011-2016. ISBN 978-80-247-5636-3.
- [10] PENHAKER, Marek. *Lékařské diagnostické přístroje: učební texty*. 1. vyd. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2004. ISBN 8024807513.
- [11] ROUBÍK, Karel, Martin ROŽÁNEK a Richard GRÜNES. *Praktika z biomedicínské a klinické techniky*. Vyd. 1. Praha: Česká technika - nakladatelství ČVUT, 2008. ISBN 9788001040232.

- [12] RIPKA, Pavel. *Senzory a převodníky*. Vyd. 1. Praha: Vydavatelství ČVUT, 2005. ISBN 80-010-3123-3.
- [13] RIPKA, Pavel. *Senzory síly a tlaku*. Praha, 2010. Dostupné také z: [https://www.ib.cvut.cz/sites/default/files/Studijni\\_materialy/SZS/03\\_sila%20a%20tlak\\_IB.pdf](https://www.ib.cvut.cz/sites/default/files/Studijni_materialy/SZS/03_sila%20a%20tlak_IB.pdf)
- [14] PENHAKER, Marek. *Lékařské terapeutické přístroje*. Brno, 2012.
- [15] BARRON, H, N EVERY a L PARSONS. *The use of intra-aortic balloon counterpulsation in patients with cardiogenic shock complicating acute myocardial infarction*. 2. Bethesda, MD: National Registry of Myocardial Infarction, 2001.
- [16] BAIM, Donald. *Grossman's Cardiac Catheterization, Angiography, and Intervention*. 1. Boston, Massachusetts: Lippincott Williams & Wilkins, 2006, 807 s. seventh edition. ISBN 13-978-0-7817-5567-2.
- [17] KAREL, ROUBÍK. *Fyzikální chemie pro biomedicínské inženýrství*. Vyd. 1. Praha: Nakladatelství ČVUT, 2007. ISBN ISBN 98-80-01-03788-1.
- [18] PACHL, Jan a Karel ROUBÍK. *Základy anesteziologie a resuscitační péče dospělých i dětí*. Vyd. české 1. Praha: Karolinum, 2003. Učební texty Univerzity Karlovy v Praze. ISBN 80-246-0479-5.
- [19] *Datex-Ohmeda S/5 Collect User's Reference Manual*. Datex-Ohmeda Division, Instrumentarium Corporation, 2003.
- [20] *Datex-Ohmeda S/5 Collect: User's Reference Manual* [online]. Clearwater, Florida: Datex-Ohmeda Division, Instrumentarium Corporation, 2003 [cit. 2016-12-15]. Dostupné z: [http://clin.au.dk/fileadmin/www.ki.au.dk/afdeling\\_t/it/s5collectmanual.pdf](http://clin.au.dk/fileadmin/www.ki.au.dk/afdeling_t/it/s5collectmanual.pdf)
- [21] Frekvence, kmitočet, hertz. *Elektrika.cz* [online]. Praha: Elektrika.info s.r.o., 2001 [cit. 2017-04-26]. Dostupné z: <http://elektrika.cz/data/clanky/kmit980515>
- [22] Seldingerova technika. In: *WikiSkripta* [online]. Praha: MEFANET, 2015 [cit. 2017-01-05]. Dostupné z: [http://www.wikiskripta.eu/index.php/Seldingerova\\_technika](http://www.wikiskripta.eu/index.php/Seldingerova_technika)
- [23] Wheatstone bridge. *Wikipedia* [online]. Burnley, UK, 2017 [cit. 2017-05-03]. Dostupné z: [https://en.wikipedia.org/wiki/Wheatstone\\_bridge](https://en.wikipedia.org/wiki/Wheatstone_bridge)



## Príloha A: Matlab skript

Skript je exportom z programu Matlab, pomocou ktorého boli spracovávané namerané výsledky. Podrobne je popísaný v prílohe B – protokol merania.

```
clear all

%nacitanie suboru
a=textread ('waves1.txt');
prvy=a(:,1);
druhy=a(:,2);

pr=prvy(1700:1800);
dr=druhy(1700:1800);
plot(pr);

%najdenie vrcholov
[hodnoty,pozice]=findpeaks(pr);
[hodnoty2,pozice2]=findpeaks(dr);

%casovy posun
C=(pozice2-pozice)

%amplituda
A=(hodnoty2)-(hodnoty)
```

# Príloha B: Protokol merania



---

ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE  
FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ  
Katedra biomedicínské techniky

## Meranie vplyvu použitého katétra na prenášaný tlakový signál

### Protokol

#### Pomôcky a prístroje:

- Katéter (štyri druhy + ich kombinácie)
  - Tvrdá dlhá (180 cm)
  - Mäkká dlhá (180 cm a 150 cm)
  - Mäkká krátka (40 cm a 45 cm)
  - Tvrdá krátka (30 cm)
- Injekčná striekačka (zdroj tlakového impulzu)
- Tlakový senzor (2x)
- Pacientsky monitor Datex Ohmeda
- Počítač so softwarom S5 Collect
  - s programom Matlab R2012b
- Kvapalné médium - voda

#### Ciele:

1. Porovnať mieru vzdialenosti senzoru na prenos tlakového signálu
2. Porovnať amplitúdu a jej zmenu pri prenose tlakového signálu

#### Postup merania:

1. Podľa schémy merania (Obr. B1) pripravte aparátúru. Je nutné dbať na zaistenie senzorov v jednej rovine.
2. Aparatúrapiťte k pacientskemu monitoru a monitor prepojte s počítačom.
3. Na monitore nastavte meranie dvoch tlakových vln, pre snímanie z oboch tlakových senzorov. Tiež nastavte filter na hodnotu 22 Hz a maximálnu hodnotu meraného tlaku na 200 mmHg.
4. V software S5 Collect nastavte frekvenciu vzorkovania najvyššiu možnú a to 100 Hz a periódu najnižšiu možnú a to 5 s.

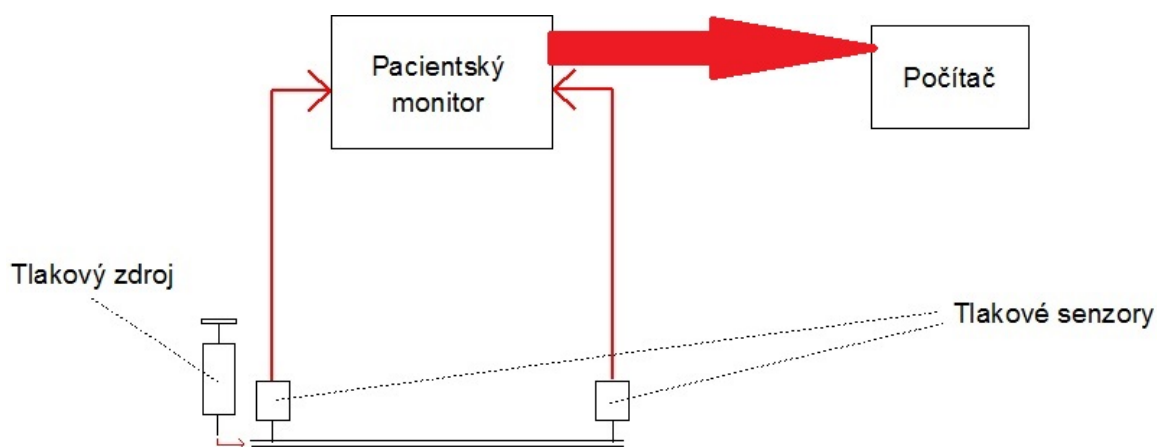
5. Pomocou injekčnej striekačky vytvárajte tlakové impulzy. Snaha o približne rovnako veľké impulzy, v počte 11 a viac na jedno meranie.
6. Pred každým meraním nulujte obidva kanály.
7. Z programu S5 Collect uložte namerané dáta do pamäte počítača, neskôr otvárajte v textovom dokumente.
8. Pomocou programu Matlab R2012b spracujte výsledky merania. Získate tak hodnoty časového posunu a zmien amplitúdy.
9. Meranie opakujte pre rôzne typy katétrov a pre rôzne média. Výsledky štatisticky spracujte.

Postup spracovania v programe Matlab R2012b:

1. Súbor dát z programu S5 Collect načítajte do programu.
2. Vyberte všetky hodnoty do 2 matíc (jedna pre prvý signál, druhá pre druhý nameraný signál).
3. Pre porovnanie amplitúdy aj časového posunu nájdite vždy len jeden impulz (na konci nameraného signálu).
4. Vo zvolenom impulze nájdite maximálnu hodnotu (ďalej len „maximum“).
5. Rozdielom hodnôt dvoch maxím (z prvého a z druhého signálu) zobrazte zmenu amplitúdy.
6. Rozdielom pozície maxím (z prvého a druhého signálu) zobrazte časový posun nameraných signálov.
7. Výsledok časového posunu prepočítajte pomocou frekvencie vzorkovania.
8. Tento postup zopakujte niekoľko krát, pre každý typ a dĺžku katétru v obidvoch prostrediach. (vzduch a voda).

Schéma experimentu:

Podľa tejto schémy je potrebné postaviť experiment a dodržiavať po celú dobu merania. Dbajte na zaistenie tlakových senzorov v jednej rovine. Strážte aby katéter neklesol pod úroveň pracovného stola. Došlo by k chybe merania.



Obr. B1: Schéma experimentu

## Príloha C: Namerané hodnoty

Nasledujúce tabuľky ukazujú namerané hodnoty z experimentu vyhodnotené pomocou programu Matlab R2012b. V každej z nich je zmena amplitúdy a časový posun. Z týchto hodnôt boli spočítané štatistické výsledky, ktoré sú uvedené v kapitole 5. Prvých 6 tabuliek (Tab. C2 – Tab. C7) sú z meraní pomocou katétrov naplnených vzduchom. V posledných 6 tabuľkách (Tab. C8 – Tab. C13) sú výsledky z meraní použitím katétrov naplnených vodou. Všetky hodnoty tlaku sú uvedené v jednotkách mmHg a všetky hodnoty časového posunu v jednotkách s. Použité katétre sú uvedené v nasledujúcej tabuľke (Tab. C1).

**Tab. C1: Typy použitých katétrov**

Označenie	Skutočná dĺžka (cm)
<i>Tvrdá krátka</i>	30
<i>Tvrdá dlhá</i>	180
<i>Mäkká krátka</i>	40
<i>Mäkká dlhá</i>	180
<i>Mäkké krátke</i>	85
<i>Mäkké dlhé</i>	330

### Vzduch

**Tab. C2: Hodnoty zmeny amplitúdy a časového posunu pre mäkkú dlhú hadičku**

Mäkká dlhá												
<i>Zmena amplitúdy (mmHg)</i>	1,33	1,02	1,17	1,28	1,24	1,62	1,58	1,21	1,08	1,27	1,50	
<i>Časový posun (s)</i>	0,03	0,02	0,02	0,02	0,03	0,03	0,03	0,02	0,02	0,03	0,03	

**Tab. C3: Hodnoty zmeny amplitúdy a časového posunu pre mäkkú krátku hadičku**

Mäkká krátka												
<i>Zmena amplitúdy (mmHg)</i>	1,22	0,78	1,03	1,04	1,24	1,03	0,91	1,08	1,00	1,21	1,31	
<i>Časový posun (s)</i>	0,01	0,01	0,01	0,00	0,01	0,02	0,02	0,01	0,02	0,03	0,00	

**Tab. C4: Hodnoty zmeny amplitúdy a časového posunu pre mäkké dlhé hadičky**

Mäkké dlhé											
<i>Zmena amplitúdy (mmHg)</i>	1,98	1,41	2,33	1,22	1,29	2,11	1,47	1,56	3,51	3,27	1,50
<i>Časový posun (s)</i>	0,06	0,04	0,08	0,05	0,04	0,05	0,07	0,07	0,06	0,04	0,03

**Tab. C5: Hodnoty zmeny amplitúdy a časového posunu pre mäkké krátke hadičky**

Mäkké krátke											
<i>Zmena amplitúdy (mmHg)</i>	1,21	1,09	1,95	0,73	1,39	2,42	1,17	0,80	0,75	1,37	1,26
<i>Časový posun (s)</i>	0,03	0,02	0,02	0,02	0,03	0,03	0,03	0,03	0,02	0,03	0,02

**Tab. C6: Hodnoty zmeny amplitúdy a časového posunu pre tvrdú dlhú hadičku**

Tvrdá dlhá											
<i>Zmena amplitúdy (mmHg)</i>	0,56	0,25	0,79	0,49	0,23	0,22	0,27	0,45	0,12	0,34	0,49
<i>Časový posun (s)</i>	0,03	0,03	0,03	0,03	0,03	0,03	0,03	0,02	0,02	0,03	0,02

**Tab. C7: Hodnoty zmeny amplitúdy a časového posunu pre mäkkú krátku hadičku**

Tvrdá krátka											
<i>Zmena amplitúdy (mmHg)</i>	0,19	1,04	1,23	0,15	0,15	0,27	0,11	0,10	0,06	0,28	0,31
<i>Časový posun (s)</i>	0,01	0,01	0,03	0,00	0,03	0,01	0,02	0,00	0,02	0,01	0,01

## Voda

**Tab. C8: Hodnoty zmeny amplitúdy a časového posunu pre mäkkú dlhú hadičku**

Mäkká dlhá											
<i>Zmena amplitúdy (mmHg)</i>	2,3	2,31	1,94	1,98	0,49	0,22	0,25	2,33	1,72	1,16	2,34
<i>Časový posun (s)</i>	0,04	0,01	0,02	0,01	0,03	0,02	0,01	0,04	0,04	0,02	0,02

**Tab. C9: Hodnoty zmeny amplitúdy a časového posunu pre mäkkú krátku hadičku**

Mäkká krátka											
<i>Zmena amplitúdy (mmHg)</i>	1,47	1,30	1,44	1,26	1,34	1,17	1,37	1,01	1,11	1,08	1,45
<i>Časový posun (s)</i>	0,02	0,00	0,01	0,01	0,01	0,01	0,02	0,02	0,00	0,02	0,01

**Tab. C10: Hodnoty zmeny amplitúdy a časového posunu pre mäkké dlhé hadičky**

Mäkké dlhé											
<i>Zmena amplitúdy (mmHg)</i>	3,34	0,60	2,16	4,06	2,07	1,80	1,68	1,27	0,76	2,99	3,17
<i>Časový posun (s)</i>	0,01	0,06	0,07	0,07	0,06	0,06	0,04	0,06	0,04	0,06	0,03

**Tab. C11: Hodnoty zmeny amplitúdy a časového posunu pre mäkké krátke hadičky**

Mäkké krátke											
<i>Zmena amplitúdy (mmHg)</i>	1,14	1,92	1,98	1,22	1,43	1,13	1,62	0,89	1,05	0,99	1,23
<i>Časový posun (s)</i>	0,02	0,02	0,01	0,02	0,02	0,02	0,02	0,02	0,03	0,03	0,02

**Tab. C12: Hodnoty zmeny amplitúdy a časového posunu pre tvrdú dlhú hadičku**

Tvrdá dlhá											
<i>Zmena amplitúdy (mmHg)</i>	0,11	0,48	1,27	0,05	0,88	0,07	0,21	0,50	0,01	0,10	0,36
<i>Časový posun (s)</i>	0,01	0,02	0,04	0,05	0,02	0,03	0,04	0,01	0,02	0,01	0,03

**Tab. C13: Hodnoty zmeny amplitúdy a časového posunu pre tvrdú krátku hadičku**

Tvrdá krátka											
<i>Zmena amplitúdy (mmHg)</i>	0,65	0,59	0,45	0,32	0,16	0,21	0,17	0,30	0,26	0,27	0,23
<i>Časový posun (s)</i>	0,03	0,01	0,01	0,02	0,00	0,02	0,00	0,02	0,01	0,02	0,00